

## **Elektrochirurgisches Instrument für ein Endoskop oder einen Katheter**

### **Beschreibung**

- 5 Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Instrument für ein Endoskop oder einen Katheter.

Es ist bekannt, biologisches Gewebe mit Hilfe hochfrequenter elektrischer Ströme zu koagulieren und zu schneiden. Der Strom fließt hier zwischen  
10 einer aktiven Chirurgieelektrode und einer großflächig, stationär auf das Gewebe aufgelegten Gegenelektrode - einer sogenannten Neutralelektrode. Die Chirurgieelektrode kann unmittelbar auf das Gewebe aufgesetzt sein, so dass bei relativ geringer Hochfrequenzstromstärke gezielt koaguliert oder geschnitten werden kann. Beispiele derartiger elektrochirurgischer  
15 Elektroden sind aus DE 32 47 793 C2 und DE 100 28 413 A1 bekannt.

Bei der Koagulation mit berührenden Chirurgieelektroden kann die Elektrode an koaguliertem Gewebe festkleben, womit es beim Abheben der Elektrode erneut zu Blutungen oder gar zu Perforationen an dünnen  
20 Gewebestrukturen kommen kann. Zum Koagulieren großflächiger Blutungsbereiche ist es bekannt (DE 41 39 029 A1), die Chirurgieelektrode im Strömungsweg eines ionisierbaren Gases, zum Beispiel Argon, anzuordnen und die Hochfrequenzspannung an der Elektrode so weit zu erhöhen, dass zwischen der Chirurgieelektrode und dem Gewebe eine  
25 Plasmaentladung aus ionisiertem Gas zündet. Mit Hilfe einer derartigen Plasmakoagulation lassen sich großflächige, Blutungsbereiche berührungslos stillen.

Aus US 5 207 675 ist es bekannt, ein und dieselbe Chirurgieelektrode  
30 sowohl für die berührende Koagulation als auch für die berührungslose Plasmakoagulation einzusetzen. Bei diesem, in ein Endoskop einfühbaren,

- 2 -

bekannten Instrument, ist die aktive Chirurgieelektrode sowohl für die berührende Koagulation als auch für die Plasmakoagulation freiliegend aus dem Instrumentenkanal des Endoskops ausgeschoben. Da jedoch die Hochfrequenzspannung für die Plasmakoagulation beträchtlich höher  
5 eingestellt werden muss, als für die berührende Koagulation kann es zu unerwünschten Gewebereaktionen kommen, wenn die Chirurgieelektrode während der Plasmakoagulation das Gewebe berührt.

Um solche unerwünschte Gewebereaktionen zu vermeiden, ist es aus DE  
10 197 31 931 A1 bekannt, die für die berührende Koagulation aus einem vom Instrumentenkanal des Endoskops aufzunehmenden flexiblen Rohr freiliegend ausgeschobene Chirurgieelektrode vollständig in das Rohr zurückzuziehen und damit das Gewebe vor einer direkten Berührung durch die Elektrode zu schützen, wenn die Elektrode im Plasmabetrieb bei  
15 erhöhter Hochfrequenzspannung betrieben werden soll. Am distalen Ende des Rohrs ist ein beispielsweise als Mikroschaltkontakt oder Miniaturlichtschranke ausgebildeter Sensor angeordnet, der den Hochfrequenzstromgenerator steuert und den Plasmabetrieb lediglich dann zulässt, wenn die Elektrode vollständig eingezogen ist. Für die Steuerung  
20 des Hochfrequenzstromgenerators sind jedoch zwischen dem Sensor am distalen Ende des Instruments und dem an das proximale Ende des Instruments angeschlossenen Hochfrequenzstromgenerator zusätzliche Steuerleitungen längs des Instrumentenkanals des Endoskops erforderlich. Es ist Aufgabe der Erfindung, ein vergleichsweise einfaches  
25 elektrochirurgisches Instrument für ein Endoskop aufzuzeigen, das sowohl in berührendem Koagulations- oder Schneidebetrieb als auch im nicht berührenden Plasma-Koagulationsbetrieb benutzt werden kann.

Die Erfindung geht aus von einem elektrochirurgischen Instrument für ein  
30 Endoskop, welches umfasst:

- ein in einen Instrumentenkanal des Endoskop einfühbares, zumindest auf seiner Außenfläche elektrisch nicht leitendes, an

- 3 -

- seinem distalen Ende offenes, vorzugsweise flexibles Rohr, dessen proximales Ende an eine Gasquelle für ionisierbares Gas, insbesondere Argon, anschließbar ist,
- eine in dem Rohr längsverschiebbare Elektroden-Anschlussleitung, deren proximales Ende an einen Hochfrequenzstromgenerator anschließbar ist,
  - eine Elektrochirurgieelektrode am distalen Ende der Elektroden-Anschlussleitung,
  - eine mit dem proximalen Ende der Elektroden-Anschlussleitung verbundene Handhabungsvorrichtung, mittels der die Elektrochirurgieelektrode über die Elektroden-Anschlussleitung aus dem distalen Ende des Rohrs ausschiebbar und vollständig in das Rohr einziehbar ist.

- Die erfindungsgemäße Verbesserung ist dadurch gekennzeichnet, dass am distalen Ende des Rohrs eine relativ zu diesem Ende stationäre Elektrode angeordnet ist, die mit einem in dem Rohr im Abstand von dem distalen Ende angeordneten Kontaktelement elektrisch leitend verbunden ist, welches bei in das Rohr eingezogener Elektrochirurgieelektrode in elektrischem Kontakt mit der Elektrochirurgieelektrode oder/und der Elektroden-Anschlussleitung steht.

- Für den berührenden Koagulations- oder Schneidbetrieb ist die Elektrochirurgieelektrode aus dem Rohr ausgeschoben und steht nicht in , elektrischem Kontakt zur stationären Elektrode bzw. dem Kontaktelement. Für den Plasma-Koagulationsbetrieb ist sie in das Rohr eingezogen. Da die Elektrochirurgieelektrode oder ihre Anschlussleitung in der eingezogenen Stellung mit der stationären Elektrode zuverlässig über das Kontaktelement elektrisch leitend verbunden ist, wird die Plasmaentladung von der stationären Elektrode gezündet und aufrecht erhalten. Die stationäre Elektrode ist berührungssicher in dem Rohr angeordnet oder aber anderweitig berührungssicher isoliert, so dass z.B. Berührungsverbrennungen während des Plasma-Koagulationsbetriebs

- 4 -

vermieden werden. Das Kontaktelement ist hierbei so bemessen und angeordnet, dass der stationären Elektrode der Hochfrequenzstrom nur dann zuverlässig zugeführt wird, wenn die im Rohr verschiebbare Elektrochirurgieelektrode hinreichend weit in das Rohr zurückgezogen wurde und deren distales Ende sich innerhalb des Rohres befindet. Das erfindungsgemäße Instrument bedarf daher keiner visuellen Überwachung der Elektrodeneinziehposition über die Optik des Endoskops, was den Gebrauch des Instruments vereinfacht.

Das Rohr, das zweckmäßigerweise als elektrisch isolierender, flexibler Kunststoff-Schlauch ausgebildet ist, isoliert sowohl die zurückgezogene Elektrochirurgieelektrode als auch die stationäre Elektrode nach außen. Ergänzend kann die elektrische Verbindung zwischen der aktiven Elektrodenfläche der stationären Elektrode und dem Kontaktelement zur Elektrochirurgieelektrode hin elektrisch isoliert werden; beispielsweise durch eine in dem Bereich axial zwischen der aktiven Elektrodenfläche der stationären Elektrode und dem Kontaktelement vorgesehene Isoliermaterialhülse. Alternativ oder auch zusätzlich kann die Elektroden-Anschlussleitung oder/und die Elektrochirurgieelektrode zumindest teilweise mit einer Isolationsbeschichtung versehen sein, die an einer in der vollständig zurückgezogenen Stellung mit dem Kontaktelement überlappenden Stelle ausgespart ist. Lediglich in der vollständig zurückgezogenen Stellung ist dann das Kontaktelement durch die Aussparung der Isolationsbeschichtung hindurch mit der Elektroden-Anschlussleitung bzw. der Elektrochirurgieelektrode verbunden. Das distale Ende des Rohrs trägt zweckmäßigerweise eine Hülse aus hitzebeständigem, elektrisch isolierendem Material, beispielsweise eine Keramikhülse, um zu verhindern, dass der Kunststoff-Schlauch durch die Plasmaentladung thermisch geschädigt wird.

30

In einer bevorzugten Ausgestaltung ist das Kontaktelement als in das Rohr eingesetzte Hülse aus elektrisch leitendem Material ausgebildet. Bei der Hülse kann es sich um einen Abschnitt einer Metalldrahtwendel oder um

- 5 -

einen Abschnitt eines Metallrohrs handeln. In beiden Varianten lässt sich die stationäre Elektrode auf einfache Weise integral mit dem Kontaktelement ausbilden, beispielsweise indem der Metalldrahtwendel-Abschnitt mit einem die stationäre Elektrode bildenden, im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs reichenden Endschenkel versehen wird oder die Hülse zur Bildung der stationären Elektrode bis an das distale Ende des Rohrs verlängert wird. In den vorgenannten Ausgestaltungen ist die Hülse mit einem die stationäre Elektrode bildenden Fortsatz versehen. Der Fortsatz kann einstückig an der Hülse angeformt sein; bevorzugt handelt es sich bei dem Fortsatz jedoch um ein gesondertes Leiterstück, beispielsweise ein Drahtstück, das an der Hülse leitend angebracht, beispielsweise angeschweißt ist. Das Material der Hülse und des Fortsatzes kann somit unabhängig voneinander gewählt werden. So handelt es sich bei der Hülse bevorzugt um ein Metallrohrstück aus nicht rostendem Stahl, während der Fortsatz ein Wolframdraht ist.

In den vorstehend erläuterten Ausgestaltungen wird das Kontaktelement durch die Hülse gebildet. In einer Variante dient die Hülse lediglich als Träger, der das Kontaktelement am distalen Ende des Rohrs hält. So kann die Hülse einen die stationäre Elektrode bildenden, im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs reichenden Fortsatz tragen, der in axialem Abstand von dem distalen Ende des Rohrs das Kontaktelement bildet. Der die stationäre Elektrode bildende Fortsatz kann im Bereich des distalen Endes des Rohrs im Wesentlichen zentrisch zu dem Rohr zu dessen distalen Ende hin abstehen und im Bereich der Hülse das Kontaktelement bilden. Ist die Chirurgieelektrode als flexible Drahtschlinge ausgebildet, so kann sie einerseits an dem Fortsatz vorbei aus dem Rohr ausgeschoben werden. Beim Zurückziehen der Drahtschlinge fädelt der zentrisch angeordnete Fortsatz in die Drahtschlinge ein, bis diese in der vollständig zurückgezogenen Stellung elektrisch leitend an dem Kontaktelement anliegt. Das Kontaktelement bildet damit zugleich einen Endanschlag für die Einzugsbewegung der Drahtschlinge.

- 6 -

Die Hülse kann in einer Variante aber auch mit wenigstens einer radial federnden, das Kontaktelement bildenden Zunge versehen sein und gegebenenfalls im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs heranreichen und zugleich die stationäre Elektrode bilden. Die Zunge kann  
5 wahlweise einstückig an der Hülse angeformt sein oder aber an ihr angebracht, zum Beispiel angeschweißt sein.

Um eine Kontaktgabe bei noch vorgeschobener Elektrochirurgieelektrode zu verhindern, kann die Verlängerung der Hülse zwischen einem die stationäre  
10 Elektrode bildenden Bereich am distalen Ende und einem das Kontaktelement bildenden Bereich am proximalen Ende mit einer Isolierung versehen sein. Die Isolierung kann im Einzelfall jedoch entfallen, wenn die Handhabungsvorrichtung Anschlagmittel umfasst, die die Bewegung der Elektrochirurgie-Elektrode in der vollständig in das Rohr zurückgezogenen  
15 Stellung begrenzen. Solche Anschlagmittel sind auch bei anderen Konstruktionen der stationären Elektrode bzw. des Kontaktelements von Vorteil, da sie der Bedienungsperson mechanisch signalisieren, dass die Elektrochirurgieelektrode hinreichend eingezogen ist.

20 Die Behandlungsparameter des Hochfrequenzgenerators können manuell (z.B. mittels Fußpedalen) zwischen der für die berührende Behandlung erforderlichen Hochfrequenzleistung mit rel. niedriger Spannung und der für die Plasma-Koagulation erforderlichen Parameter mit hoher Spannung umgeschaltet werden. Die Umschaltung kann jedoch auch automatisch  
25 erfolgen, wenn die Handhabungsvorrichtung Sensormittel, insbesondere in Form eines Schalters umfassen, die abhängig von der Stellung der Elektroden-Anschlussleitung relativ zum Rohr die vollständig eingezogene Stellung der Elektrochirurgieelektrode erfassen. Im Gegensatz zu den aus DE 197 31 931 A1 bekannten Sensormitteln können in diesem Fall die  
30 Sensormittel am proximalen Ende des Rohrs vorgesehen werden, womit Steuerleitungen entlang des Instrumentenkanals des Endoskops entfallen.

Das erfindungsgemäße elektrochirurgische Instrument kann für die

- 7 -

- berührende Koagulation oder zum Schneiden mit beliebigen Elektrochirurgieelektroden ausgerüstet sein. Geeignet sind beispielsweise flexible Drahtschlingen oder aber auch Injektionsnadeln für die Sklerosierung oder dergleichen. Die Elektrochirurgieelektrode kann für den
- 5 berührenden Koagulationsbetrieb bipolar aufgebaut sein oder aber mit einer die aktive Elektrodenfläche begrenzenden und unerwünschte Gewebeberührung vermeidenden Isolation beschichtet sein, wie dies beispielsweise in DE 100 28 413 A1 beschrieben ist.
- 10 Im Folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung anhand einer Zeichnung näher erläutert. Hierbei zeigt:
- Fig. 1 eine teilweise geschnittene, schematische Darstellung eines elektrochirurgischen Instruments mit einer Schlingenelektrode;
- 15 Fig. 2 eine Schnittdarstellung des distalen Bereichs einer Variante des Instruments aus Fig. 1;
- Fig. 3 eine Schnittdarstellung einer weiteren Variante des distalen Bereichs des Instruments aus Fig. 1;
- Fig. 4 eine Schnittdarstellung des distalen Bereichs einer Variante des Instruments mit einer Sklersiernadel als elektrochirurgischer Elektrode und
- 20 Fig. 5 und 6 Schnittdarstellungen weiterer Varianten des distalen Bereichs des Instruments aus Fig. 1.
- 25 Fig. 1 zeigt ein in den Instrumentenkanal 1 eines bei 3 angedeuteten, flexiblen Katheters eines ansonsten nicht näher dargestellten Endoskops einführbares elektrochirurgisches Instrument 5. Das Instrument 5 hat ein geschlossenwandiges, in den Instrumentenkanal 1 verschiebbar passendes, flexibles Führungsrohr 7, hier in Form eines aus isolierendem
- 30 Kunststoffmaterial bestehenden Schlauchs, in welchem eine flexible Anschluss- bzw. Verbindungsleitung 9, beispielsweise in Form einer gewendelten Litze ihrerseits längsverschiebbar geführt ist. Am distalen Ende der Verbindungsleitung 9 ist eine elektrochirurgische Elektrode 11, hier in

- 8 -

Form einer Resektionsschlinge, angebracht, die mit Hilfe einer Handhabungsvorrichtung 13 wie bei 11' angedeutet aus dem distalen Ende des Führungsrohrs 7 ausgeschoben bzw. vollständig in das Führungsrohr 7 zurückgezogen werden kann. Im vollständig zurückgezogenen Zustand ist  
5 die Elektrode 11 im Abstand vom distalen Ende des Führungsrohrs 7 angeordnet.

Die Handhabungsvorrichtung 13 hat einen an das proximale Ende des Führungsrohrs 7 anschließenden Schaft 15, längs dem ein mit dem  
10 proximalen Ende der Verbindungsleitung 9 zug- und druckfest verbundener Fingergriff 17 verschiebbar ist. Um eine Einhandbedienung der Handhabungsvorrichtung 13 zu ermöglichen, trägt das proximale Ende des Schafts 15 einen Daumenring 19. Ein Anschlag 21 an dem Schaft 15 begrenzt die Verschiebewegung des Fingergriffs 17 in der in Fig. 1  
15 dargestellten vollständig eingezogenen Stellung der Elektrode 11. Durch Vorschieben des Fingergriffs 17 in die bei 17' angedeutete Stellung wird die Elektrode 11 über die Verbindungsleitung 9 aus dem distalen Ende des Führungsrohrs 7 ausgeschoben. Der Fingergriff 17 trägt einen an das proximale Ende der Verbindungsleitung 9 angeschlossenen Steckkontakt  
20 23, an den ein Hochfrequenzstromgenerator 25 anschließbar ist.

Die am distalen Ende der Verbindungsleitung 9 angebrachte Elektrode 11 erlaubt berührendes Koagulieren und Schneiden von biologischem Gewebe unter der Wirkung des Hochfrequenzstroms des Generators 25. Der  
25 Generator 25 umfasst eine nicht näher dargestellte, großflächige Gegenelektrode, die an nicht zu behandelndem Gewebe anliegt. Die Elektrode 11 kann eine insgesamt freiliegende Kontaktfläche haben. Geeignet sind jedoch auch teilweise mit einer Isolierummantelung versehene Elektroden, bei welchen die Isolierummantelung die aktive Elektrodenfläche  
30 verringert, wie dies beispielsweise in DE 100 28 413 A1 beschrieben ist. Geeignet sind aber auch bipolare Elektroden, soweit die Verbindungsleitung 9 zweiadrig ausgebildet ist.



- 9 -

Das elektrochirurgische Instrument 5 erlaubt auch betriebssichere, großfläche Plasmakoagulation des Gewebes. Hierzu ist die Handhabungsvorrichtung 13 mit einem Gasanschluss 27 versehen, über den am proximalen Ende des Führungsrohrs 7 ionisierbares Gas, zum Beispiel

5 Argon, aus einer Gasquelle 29 zuführbar ist. Das proximale Ende des Führungsrohrs 7 ist, wie bei 31 angedeutet, abgedichtet, so dass das Gas aus dem distalen Ende des Führungsrohrs 7 austritt. Am distalen Ende ist in dem Führungsrohr 7 eine stationäre Elektrode 33 für das zu koagulierende Gewebe berührungssicher angeordnet, die über einen Verbindungsbereich

10 35 mit einer Kontakthülse 37 elektrisch verbunden ist. In der vollständig zurückgezogenen Stellung der Elektrode 11 liegt diese elastisch federnd an dem Innenumfang der Kontakthülse 37 an und verbindet die stationäre Elektrode 33 elektrisch leitend mit der Verbindungsleitung 9.

15 Für die Plasma-Koagulation wird der Fingergriff 17 bis an den Anschlag 21 zurückgezogen. Damit ist sichergestellt, dass die für die berührende Koagulation konzipierte Elektrode 11 vollständig in das distale Ende des Führungsschlauchs 7 zurückgezogen ist, ohne dass dies einer optischen Kontrolle über die Optik des Endoskops bedarf. Sodann wird die Gasquelle

20 29 sowie der Hochfrequenzstromgenerator 25 eingeschaltet, wobei die Stromstärke des Generators 25 gegebenenfalls manuell auf eine zum Zünden einer Plasmaentladung in dem am distalen Ende des Führungsrohrs 7 austretenden Gasstrom ausreichenden Wert erhöht wird. Für das Umschalten der Hochfrequenzspannung des Generators 25 von dem für die

25 berührende Behandlung mittels der Elektrode 11 erforderlichen niedrigen Wert auf den für die Plasma-Koagulation erforderlichen höheren Wert kann ein nicht dargestellter Doppelpedalfußschalter dienen. Es kann aber auch an der Handhabungsvorrichtung 13, beispielsweise im Bereich des Anschlags 21 ein Schalter 39 vorgesehen sein, der die Umschaltung des

30 Generators 25 automatisch oder auch manuell steuert.

Das Führungsrohr 7 ist im dargestellten Ausführungsbeispiel als insgesamt nicht leitender Schlauch ausgebildet. Es versteht sich, dass das

Führungsrohr auch als außen mit einer Isolierung ummantelte Wendelfeder ausgebildet sein kann, soweit die Kontakthülse 37, der Verbindungsbereich 35 und die stationäre Elektrode 33 gegen die metallische Wendelfeder isoliert sind. Soweit die Rückziehbewegung des Fingergriffs 17, wie in Fig. 1 dargestellt, durch einen Anschlag 21 begrenzt ist, der die vollständig zurückgezogene Stellung der Elektrode 11 definiert, kann die stationäre Elektrode 33, der Verbindungsbereich 35, wie auch die Elektrode 11 blank sein, da der Generator 25 erst in der durch den Anschlag 21 bestimmten Stellung auf die für die Plasma-Koagulation erforderlichen Parameter umgeschaltet wird.

Der an seinem Ende die stationäre Elektrode 33 bildende Verbindungsbereich 35 ist als von der Kontakthülse 37 abstehender, langgestreckter Fortsatz ausgebildet. Bei der Kontakthülse 37 handelt es sich zweckmäßigerweise um einen Metallrohrabschnitt, beispielsweise aus rostfreiem Stahl, an dem der Fortsatz einstückig angeformt sein kann. Bevorzugt handelt es sich jedoch bei dem Fortsatz um ein an der Kontakthülse leitend angebrachtes, beispielsweise angelötetes oder angeschweißtes Drahtstück, vorzugsweise um ein Wolframdrahtstück.

Im Folgenden werden Varianten des elektrochirurgischen Elements beschrieben. Gleichwirkende Komponenten sind mit den Bezugszahlen der Fig. 1 und zur Unterscheidung mit einem Buchstaben versehen. Zur Erläuterung des Aufbaus und der Wirkungsweise einschließlich eventueller Varianten wird auf die Beschreibung der Fig. 1 wie auch auf die folgende Beschreibung Bezug genommen. Die nachfolgend erläuterten Varianten betreffen Ausgestaltungen des distalen Endes des Instruments.

In der Ausgestaltung der Fig. 2 ist die an das distale Ende der Verbindungsleitung 9a angeschlossene elektrochirurgische Elektrode 11a wiederum als flexible, sich selbst außerhalb des Führungsrohrs 7a aufspreizende Schlingenelektrode ähnlich Fig. 1 ausgebildet. Bei dem Führungsrohr 7a handelt es sich wiederum um einen flexiblen

- 11 -

Kunststoffschlauch. Die Kontakthülse 37a ist als Abschnitt einer elastischen Metalldrahtwendel ausgebildet, an der einstückig und integral zur Bildung der bis an das distale Ende des Führungsrohrs 7 reichenden Elektrode 33a und des Verbindungsbereichs 35a ein geradlinig längs des Führungsrohrs 7a abstehernder Endschenkel 41 nach Art einer Schenkelfeder angeformt ist. Um einen elektrischen Kontakt der Elektrode 11a außerhalb ihrer in Fig. 2 dargestellten, zurückgezogenen Stellung mit der stationären Elektrode 33a oder dem Verbindungsbereich 35a zu vermeiden, kann in den von der Elektrode 33a und dem Verbindungsbereich 35a axial überdeckten Bereich des distalen Endes des Führungsrohrs 7a eine bei 43 angedeutete Isolierummantelung, beispielsweise in Form eines Kunststoffschlauchabschnitts eingesetzt sein. Zusätzlich oder alternativ kann auch der in der vollständig eingezogenen Stellung der Elektrode 11 zum proximalen Ende hin überstehende Bereich der Elektrode 11a einschließlich der Verbindungsleitung 9a wie bei 45 angedeutet mit Isoliermaterial ummantelt sein. Es genügt, wenn die Ummantelung 45 sich über die axiale Länge der Elektrode 33a, des Verbindungsbereichs 35a und der Kontakthülse 37a erstreckt.

Im Ausführungsbeispiel der Fig. 3 ist die an das distale Ende der Verbindungsleitung 9b angeschlossene elektrochirurgische Elektrode 11b wiederum als Schlingenelektrode ausgebildet. In das distale Ende des Führungsrohrs 7b ist eine mit dem distalen Ende des Führungsrohrs 7b abschließende Metallhülse 47 eingesetzt, die im Bereich ihres proximalen Endes die Kontakthülse 37b und an ihrem distalen Ende die stationäre Elektrode 33b und dazwischen integral den Verbindungsbereich 35b bildet. Bei der Hülse 47 kann es sich um einen Abschnitt eines steifen Metallrohrs oder aber einer flexiblen Drahtwendel handeln. Wie in Zusammenhang mit Fig. 2 erläutert, kann der Innenmantel der Metallhülse 47 mit einer Isolierbeschichtung 43b, beispielsweise in Form eines Kunststoffschlauchabschnitts ausgekleidet sein, der jedoch zweckmäßigerweise zur Vergrößerung der aktiven Fläche der stationären Elektrode 33b im Abstand vom distalen Ende des Führungsrohrs 7b endet,

- 12 -

wie dies in Fig. 3 bei 49 dargestellt ist. Der zum proximalen Ende hin überstehende Bereich der Elektrode 11b und der Verbindungsleitung 9b sind ähnlich Fig. 2 mit Isolierstoff 45b ummantelt. Die Isolationen 43b und 45b können gegebenenfalls entfallen.

5

In der Variante des Instruments nach Fig. 4 ist die elektrochirurgische Elektrode 11c beispielsweise für Sklerosierungszwecke als Injektionsnadel ausgebildet, die über eine schlauchförmige Verbindungsleitung 9c mit der Handhabungsvorrichtung verbunden ist. Am proximalen Ende der schlauchförmigen Verbindungsleitung 9c ist in nicht näher dargestellter Weise Behandlungsflüssigkeit zuführbar. Die Verbindungsleitung 9c umfasst einen Metalldrahtwendel 51, dessen Außenmantel mit einem Kunststoffschlauch 53 ummantelt ist. Die Metalldrahtwendel 51 endet an einem die metallische Injektionsnadel der Elektrode 11c haltenden Metallkopf 55, der bei vollständig in das Führungsrohr 7c zurückgezogener Elektrode 11c die hier als Abschnitt einer Drahtwendel ausgebildete Kontakthülse 37c kontaktiert. Die Drahtwendel 37 ist ähnlich der Variante der Fig. 2 integral mit einem Schenkel 41c versehen, dessen distales Ende die stationäre Elektrode 33c bildet und über den Verbindungsbereich 35c mit der Kontakthülse 37c verbindet.

10  
15  
20

Das Führungsrohr 7c ist zwischen der Kontakthülse 37c und seinem distalen Ende zu einem Führungsabschnitt 57 für die Zentrierung und Führung der Elektrode 11c verengt. Auch in der Variante der Fig. 4 kann der Bereich zwischen der Elektrode 33c und der Kontakthülse 37c mit einer Isolierauskleidung 43c versehen sein.

25

Um die Behandlungsflüssigkeit auf der Seite der Handhabungsvorrichtung zuführen zu können, ist mit dem proximalen Ende des Schlauchs 53 ein Anschluss verbunden, der zugleich auch in elektrischem Kontakt zum Drahtwendel 51 steht, also zugleich die Funktion des Steckkontakts 23 aus Fig. 1 übernimmt. Auf diese Weise wird unbeabsichtigtes Berühren des Behandlungsflüssigkeits-Anschlusses während des Koagulierens verhindert.

30

Es versteht sich, dass an Stelle der Drahtwendel 51 der Verbindungsleitung 9c auch als gesonderte Litze oder dergleichen innerhalb oder außerhalb des Schlauchs 53 ausgebildet sein kann. Die Drahtwendel 51 kann im Übrigen den Schlauch 53 auch außen umschließen.

5

Bei den vorstehend erläuterten Ausgestaltungen des elektrochirurgischen Instruments sorgt die in das Führungsrohr eingesetzte Kontakthülse für den elektrischen Kontakt zur Elektrochirurgieelektrode. Fig. 5 zeigt eine Variante, bei welcher in das wiederum als Kunststoffschlauch ausgebildete Führungsrohr 7d eine hier als Wendelfederabschnitt ausgebildete Hülse 59 eingesetzt ist. Die Hülse 59 dient als Träger für einen angenähert zentrisch in dem Führungsrohr 7d zu dessen distalen Ende sich erstreckenden Fortsatz 61, der am distalen Ende des Führungsrohrs 7d die stationäre Elektrode 33d bildet. Bei dem Fortsatz 61 handelt es sich im dargestellten Ausführungsbeispiel um einen von dem die Hülse 59 bildenden Wendelfederabschnitt abstehenden Endschenkel. Bis auf einen freiliegenden Kontaktbereich 63 am Übergang des axial sich erstreckenden Fortsatzes 61 in den Wendelfederabschnitt trägt der aus Metalldraht, beispielsweise aus Wolframdraht bestehende Fortsatz 61 einschließlich des Wendelfederabschnitts der Hülse 59 eine elektrische Isolierung 65.

Die Elektrochirurgieelektrode 11d ist als flexible Resektionsschlinge ausgebildet und kann in an sich bekannter Weise einschließlich ihrer in dem Führungsrohr 7d verschiebbaren Anschlussleiter 9d mit einer elektrischen Isolierung 45d versehen sein. Die Resektionsschlinge 11d kann an dem Fortsatz 61d vorbei aus dem Führungsrohr 7d für das berührende Koagulieren und Schneiden von biologischem Gewebe ausgeschoben werden. Da der die stationäre Elektrode 33d bildende Fortsatz 61 mittig in dem Führungsrohr 7d angeordnet ist, fädelt sich der Fortsatz 61 beim Einziehen der Resektionsschlinge 11d auf dem Fortsatz 61 auf, bis die Resektionsschlinge 11d in der vollständig zurückgezogenen Stellung an dem Kontaktbereich 63 für den Plasma-Koagulationsbetrieb anliegt.

- 14 -

Es versteht sich, dass die Hülse 59 auch als Metallrohrabschnitt ausgebildet sein kann. Weiterhin kann der Fortsatz 61 einstückig an dem Metallrohr angeformt sein. Der Fortsatz 61 kann aber auch als an dem Metallrohrabschnitt leitend angebrachter, beispielsweise angeschweißter  
5 Drahtabschnitt ausgebildet sein. Der Metallrohrabschnitt kann gegebenenfalls auf seiner Innenseite eine Isolierbeschichtung tragen.

Auch in der Ausgestaltung der Fig. 6 dient die als Metallrohrabschnitt ausgebildete Hülse 59e als Träger für radial elastische Kontaktfederzungen,  
10 die vom proximalen Ende der Hülse 59e abstehen und die Anschlussleitung 9e, hier deren die Elektrochirurgieelektrode 11e mit der Anschlussleitung 9e verbindenden Muffe 69 in der zurückgezogenen Stellung der Elektrochirurgieelektrode 11e elektrisch leitend kontaktieren.

15 Die Hülse 59e erstreckt sich bis zum distalen Ende des Führungsrohrs 7e und bildet dort zugleich die stationäre Elektrode 33e. Bis auf die Kontaktfederzungen 67 ist der Innenumfang der Hülse 59e mit einer Isolierbeschichtung 71 elektrisch isolierend ausgekleidet. Wie im dargestellten Ausführungsbeispiel als Resektionsschlinge ausgebildete  
20 Elektrochirurgieelektrode 11e und die Anschlussleitung 9e sind gleichfalls mit einer elektrisch isolierenden Beschichtung 45e versehen, die lediglich den Kontaktbereich der Muffe 69 ausspart.

Im dargestellten Ausführungsbeispiel sind die Kontaktfederzungen 67 an der  
25 Hülse 59e einstückig angeformt. Es versteht sich, dass die Kontaktfederzungen gegebenenfalls auch gesondert von der Hülse 59e ausgebildet sein können. Beispielsweise kann die Hülse 59e insgesamt aus Kunststoffmaterial bestehen, während die Kontaktfederzungen 67 einteilig und mit axial sich erstreckenden, die stationäre Elektrode bildenden  
30 Fortsätzen verbunden und in der Hülse fixiert sind.

### Ansprüche

- 5     1.     Elektrochirurgisches Instrument für ein Endoskop oder einen Katheter, umfassend
- 10                 -     ein über einen Instrumentenkanal (1) des Endoskops oder ein Katheterlumen einführbares, zumindest auf seiner Außenfläche elektrisch nicht leitendes, an seinem distalen Ende offenes, vorzugsweise flexibles Rohr (7), dessen proximales Ende an eine Gasquelle (29) für ionisierbares Gas, insbesondere Argon anschließbar ist,
  - 15                 -     eine in dem Rohr (7) längs verschiebbare Elektroden-Anschlussleitung (9), deren proximales Ende an einen Hochfrequenzstromgenerator (25) anschließbar ist,
  - 20                 -     eine Elektrochirurgieelektrode (11) am distalen Ende der Elektroden-Anschlussleitung (9),
  - eine mit dem proximalen Ende der Elektroden-Anschlussleitung (9) verbundene Handhabungsvorrichtung (13), mittels der die Elektrochirurgieelektrode (11) über die Elektroden-Anschlussleitung (9) aus dem distalen Ende des Rohrs (7) ausschiebbar und in das Rohr (7) einziehbar ist, dadurch gekennzeichnet, dass am distalen Ende des Rohrs (7) eine relativ zu diesem Ende stationäre Elektrode (33) angeordnet ist, die mit einem in dem Rohr (7) in Abstand von dessen distalem Ende angeordneten Kontaktelement (37) elektrisch leitend verbunden ist, welches bei in das Rohr (7) eingezogener Elektrochirurgieelektrode (11) in elektrischem Kontakt mit der Elektrochirurgieelektrode (11) oder/und dem distalen Ende der Elektroden-Anschlussleitung (9) steht.
- 30                 2.     Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Rohr (7) als elektrisch isolierender,

flexibler Kunststoffschlauch ausgebildet ist.

3. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die elektrische Verbindung (35) zwischen der  
5 aktiven Elektrodenfläche der stationären Elektrode (33) und dem Kontaktelement (37) zur Elektrochirurgieelektrode (11) hin elektrisch isoliert ist.
4. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass in den Bereich axial zwischen der aktiven  
10 Elektrodenfläche der stationären Elektrode (33) und dem Kontaktelement (37) eine Isoliermaterialhülse (43) vorgesehen ist, die die elektrische Verbindung (35) überdeckt.
5. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektroden-  
15 Anschlussleitung (9) oder/und die Elektrochirurgieelektrode (11) zumindest teilweise mit einer Isolationsbeschichtung (45) versehen sind, die an einer in der zurückgezogenen Stellung mit dem  
20 Kontaktelement (37; 63; 67) überlappenden Stelle endet oder ausgespart ist.
6. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Kontaktelement (37)  
25 als in das Rohr (7) eingesetzte Hülse aus elektrisch leitendem Material ausgebildet ist.
7. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass die Hülse (37) mit einem die stationäre  
30 Elektrode (33) bildenden, im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs reichenden Fortsatz (35; 41) versehen ist.



- 17 -

8. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Hülse (37b) als Abschnitt eines Metallrohrs (47) ausgebildet ist.
- 5 9. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Hülse (37a, c) als Abschnitt eines Metalldrahtwendels ausgebildet ist.
- 10 10. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Metalldrahtwendel-Abschnitt (37a, c) mit einem die stationäre Elektrode (33a, c) bildenden, im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs reichenden, den Fortsatz bildenden Endschenkel (41; 41c) versehen ist.
- 15 11. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 6 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass in das Rohr (7a, c) eine Isoliermaterialhülse (43, 43c) eingesetzt ist, die zumindest einen Teil des Fortsatzes (41; 41c) zwischen sich und dem Rohr (7a, c) einschließt.
- 20 12. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 6, 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, dass die Hülse (37b) im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs (7b) heranreicht und zugleich die stationäre Elektrode (33b) bildet.
- 25 13. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, dass der Innenmantel der Hülse zwischen einem die stationäre Elektrode (33b) bildenden Bereich am distalen Ende und einem das Kontaktelement (37b) bildenden Bereich am proximalen Ende eine Isoliermaterialschiicht (43b) trägt.
- 30 14. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass das Kontaktelement (63; 67) an einer in das Rohr (7d, e) eingesetzten Hülse (59; 59e) gehalten ist.

15. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Hülse (59) einen die stationäre Elektrode (33d) bildenden, im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs (7d) reichenden Fortsatz (61) trägt, der in axialem Abstand von dem distalen Ende des Rohrs (7d) das Kontaktelement (63) bildet.
16. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 15, dadurch gekennzeichnet, dass der Fortsatz (61) im Bereich des distalen Endes des Rohrs (7d) im Wesentlichen zentrisch zu dem Rohr (7d) zu dessen distalem Ende hin absteht und im Bereich der Hülse (59) das Kontaktelement (63) bildet und dass die Elektrochirurgieelektrode (11d) als flexible Drahtschlinge ausgebildet ist.
17. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, dass die Hülse (59e) im Wesentlichen bis an das distale Ende des Rohrs (7e) heranreicht und zugleich die stationäre Elektrode (33e) bildet und dass die Hülse (59e) wenigstens eine radial federnde, das Kontaktelement bildende Zunge (67) trägt.
18. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Handhabungsvorrichtung (13) Anschlagmittel (21) umfasst, die die Bewegung der Elektrochirurgieelektrode (11) in der in das Rohr (7) eingezogenen Stellung in proximaler Richtung begrenzen.
19. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Handhabungsvorrichtung (13) Sensormittel (39) insbesondere in Form eines Schalters umfassen, die abhängig von der Stellung der Elektroden-Anschlussleitung (9) relativ zum Rohr (7) die eingezogene Stellung der Elektrochirurgieelektrode (11) erfassen.

- 19 -

20. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrochirurgieelektrode (11) als flexible Drahtschlinge ausgebildet ist.

5

21. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der Ansprüche 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, dass die Elektrochirurgieelektrode 811c) als Injektionsnadel ausgebildet ist, die über einen in dem Rohr (7c) verschiebbaren Schlauch (53) mit der Handhabungsvorrichtung
- 10 verbunden ist.

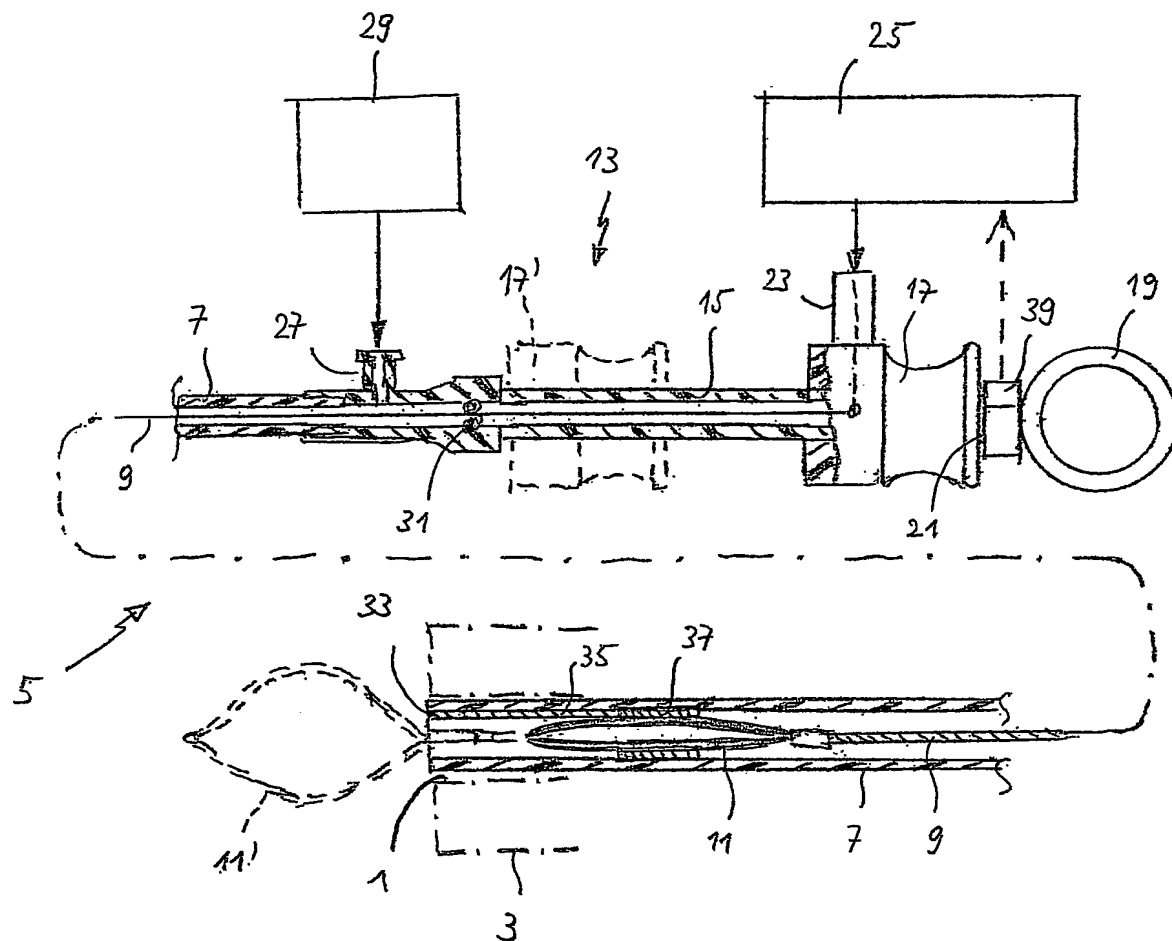


Fig. 1

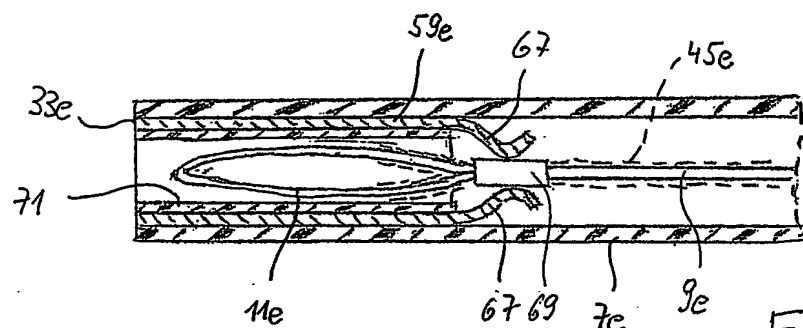
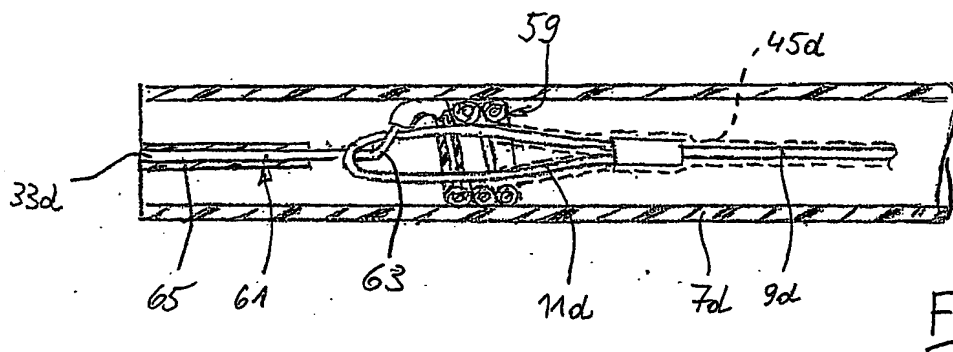
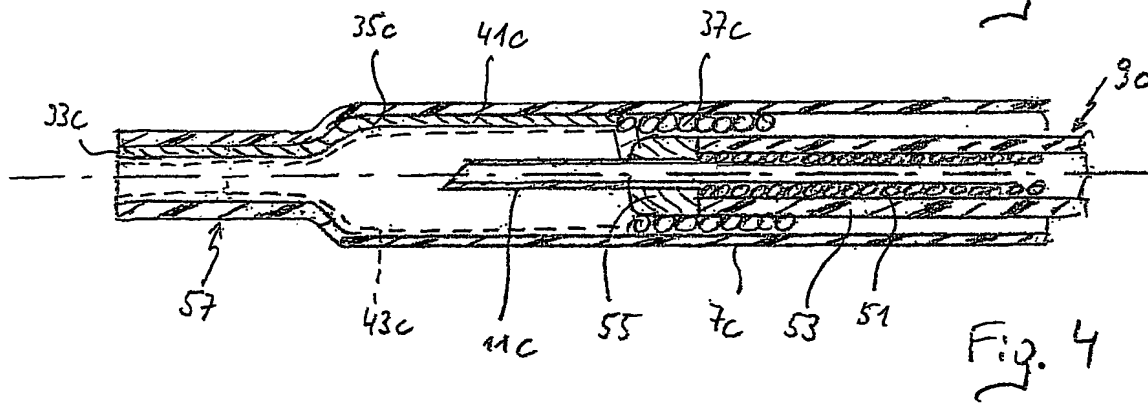
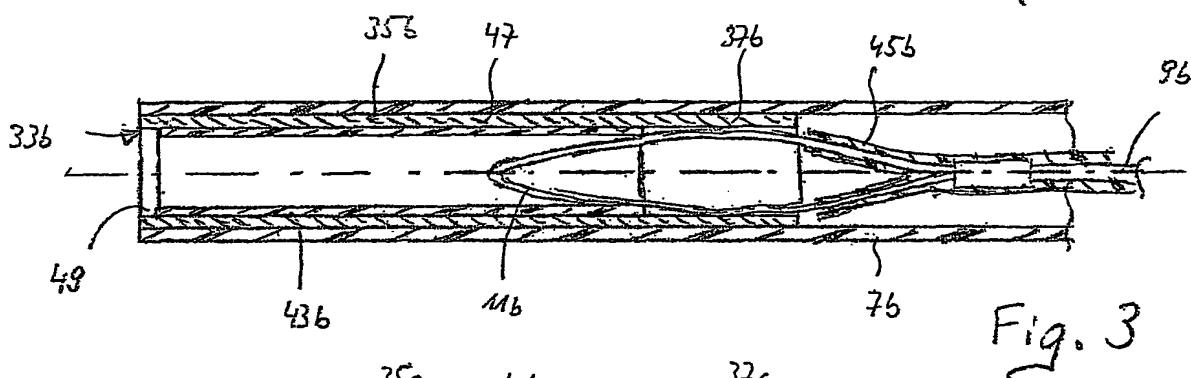
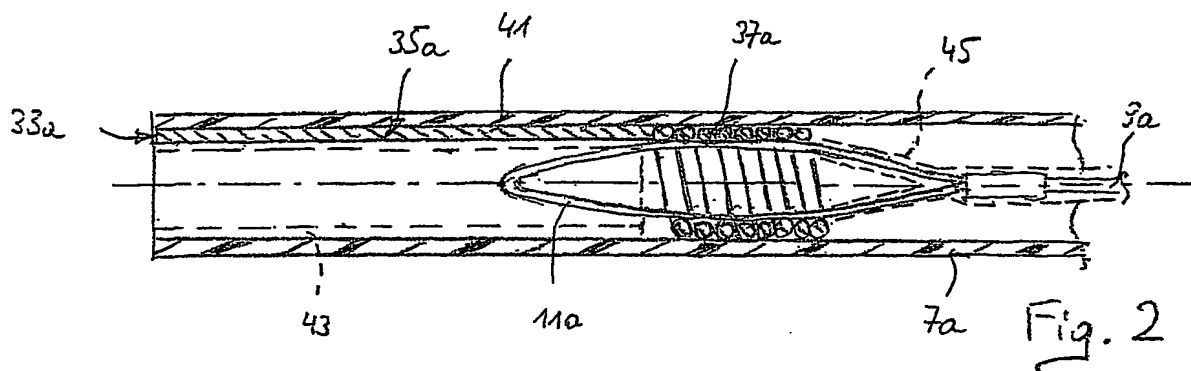


Fig. 6



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP2004/006488

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**  
IPC 7 A61B18/00 A61B18/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

**B. FIELDS SEARCHED**

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
IPC 7 A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

EPO-Internal

**C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 6 391 027 B1 (BARTEL VOLKER ET AL) 21 May 2002 (2002-05-21) column 2, lines 13-54 figures 1-3	1-21
A	DE 197 31 931 A (ERBE ELEKTROMEDIZIN) 11 February 1999 (1999-02-11) cited in the application abstract	19
A	DE 32 47 793 A (MASLANKA HARALD) 14 July 1983 (1983-07-14) cited in the application figure 1	20
A	DE 100 28 413 A (MASLANKA HERBERT) 20 September 2001 (2001-09-20) cited in the application figures 1,5,11	20

☐ Further documents are listed in the continuation of box C.

☒ Patent family members are listed in annex.

\* Special categories of cited documents:

- \*A\* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- \*E\* earlier document but published on or after the international filing date
- \*L\* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- \*O\* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- \*P\* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- \*T\* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
- \*X\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
- \*Y\* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.
- \*Z\* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

14 October 2004

Date of mailing of the international search report

22/10/2004

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Willig, H

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No  
PCT/EP2004/006488

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
US 6391027	B1	21-05-2002	DE	19626976 A1	13-11-1997
			DE	59710815 D1	06-11-2003
			WO	9801075 A1	15-01-1998
			EP	0915682 A1	19-05-1999
DE 19731931	A	11-02-1999	DE	19731931 A1	11-02-1999
			DE	19858375 A1	06-07-2000
			US	6063084 A	16-05-2000
DE 3247793	A	14-07-1983	DE	3247793 A1	14-07-1983
			US	4503855 A	12-03-1985
			DE	3249452 C2	19-12-1985
DE 10028413	A	20-09-2001	DE	10028413 A1	20-09-2001
			AU	4246001 A	24-09-2001
			WO	0167976 A1	20-09-2001

# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen  
PCT/EP2004/006488

**A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES**  
IPK 7 A61B18/00 A61B18/14

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

## B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)  
IPK 7 A61B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der Internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EPO-Internal

## C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	US 6 391 027 B1 (BARTEL VOLKER ET AL) 21. Mai 2002 (2002-05-21) Spalte 2, Zeilen 13-54 Abbildungen 1-3	1-21
A	DE 197 31 931 A (ERBE ELEKTROMEDIZIN) 11. Februar 1999 (1999-02-11) in der Anmeldung erwähnt Zusammenfassung	19
A	DE 32 47 793 A (MASLANKA HARALD) 14. Juli 1983 (1983-07-14) in der Anmeldung erwähnt Abbildung 1	20
A	DE 100 28 413 A (MASLANKA HERBERT) 20. September 2001 (2001-09-20) in der Anmeldung erwähnt Abbildungen 1,5,11	20



Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen



Siehe Anhang Patentfamilie

\* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

- \*A\* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
- \*E\* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
- \*L\* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
- \*O\* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
- \*P\* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

\*T\* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

\*X\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden

\*Y\* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

\*8\* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der Internationalen Recherche

14. Oktober 2004

Absenddatum des Internationalen Recherchenberichts

22/10/2004

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde  
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Willig, H



# INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2004/006488

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
US 6391027	B1	21-05-2002	DE	19626976 A1	13-11-1997
			DE	59710815 D1	06-11-2003
			WO	9801075 A1	15-01-1998
			EP	0915682 A1	19-05-1999
DE 19731931	A	11-02-1999	DE	19731931 A1	11-02-1999
			DE	19858375 A1	06-07-2000
			US	6063084 A	16-05-2000
DE 3247793	A	14-07-1983	DE	3247793 A1	14-07-1983
			US	4503855 A	12-03-1985
			DE	3249452 C2	19-12-1985
DE 10028413	A	20-09-2001	DE	10028413 A1	20-09-2001
			AU	4246001 A	24-09-2001
			WO	0167976 A1	20-09-2001